



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

A.A. 2022-2023

Analisi del centro di pressione in postura statica mediante
tecniche di aggregazione dati

Analysis of the center of pressure in static posture using
data aggregation techniques

Relatori:

Dott. Mengarelli Alessandro

Tesi di Laurea di:

Fanini Sara

Correlatori:

Dott. Tigrini Andrea

Dott. Verdini Federica

*I misteri dell'anima sono
rivelati dal movimento del
corpo.*

Michelangelo 1475-1564

Sommario

1. INTRODUZIONE.....	4
1.1 CONTROLLA DELLA POSTURA	4
1.2 CONTROLLO POSTURALE	5
1.3 EQUILIBRIO STATICO.....	6
1.4 STRATEGIE DI CONTROLLO POSTURALE	7
1.5 ANALISI CINEMATICA.....	8
1.6 DUAL TASK	9
1.7 DISTURBI NEUROLOGICI	10
1.8 DIABETE	11
1.9 PARKINSON.....	11
2. OBIETTIVO.....	14
3. MATERIALI E METODI	14
3.1 DATASET PAZIENTI DIABETICI	14
3.2 DATA PAZIENTI CON SINDROME DI PARKINSON	16
3.2 ELABORAZIONE DEI DATI	16
4. RISULTATI.....	21
5. CONCLUSIONI	30
6. BIBLIOGRAFIA	34

1. INTRODUZIONE

1.1 CONTROLLO DELLA POSTURA

Non c'è una definizione universale di cosa siano postura ed equilibrio, né accordo riguardo al meccanismo neurale che sta dietro al controllo di queste funzioni.

In questi ultimi decenni la ricerca sul controllo della postura e dell'equilibrio e sui loro disturbi è mutata e si è allargata.

La definizione stessa di postura ed equilibrio, così come la nostra comprensione dei meccanismi neurali che vi stanno dietro, è cambiata e continuerà a cambiare in risposta alle emergenti ricerche nel campo.

Una possibile definizione di postura potrebbe essere la relazione tra due o più segmenti corporei e tra l'intero corpo e l'ambiente circostante.

Il controllo posturale è coinvolto nelle principali attività della vita quotidiana di ogni individuo, ad esempio lo stare seduti su una sedia, stare in piedi su un autobus o fare un passo. Questo riguarda il controllo della posizione del corpo nello spazio con il duplice obiettivo di mantenere l'orientamento posturale e la stabilità posturale

L'abilità di controllare la posizione del nostro corpo nello spazio emerge da una complessa interazione dei sistemi muscolo-scheletrico e nervoso, ai quali ci si può riferire insieme come "sistema del controllo posturale".

Il controllo posturale riguarda il controllo della posizione del corpo nello spazio con il duplice obiettivo di mantenere l'orientamento posturale e la stabilità posturale

L'orientamento posturale è definito come l'abilità di mantenere una relazione appropriata tra le varie parti del corpo e tra il corpo e l'ambiente. Per la maggior parte delle attività che svolgiamo, manteniamo un orientamento verticale del corpo. Nello stabilire un orientamento verticale usiamo multipli riferimenti sensoriali, che includono la gravità (il sistema vestibolare), le interazioni tra diversi segmenti corporei, la relazione tra il nostro corpo e la superficie di supporto (sistema somatosensoriale), e la relazione tra il nostro corpo e oggetti nell'ambiente (sistema visivo).

La stabilità posturale altrimenti detta equilibrio e l'abilità di controllare il centro di massa in relazione alla base di supporto. Il centro di massa (COM, *center of mass*) è definito come un punto che è al centro della massa totale del corpo. La proiezione verticale del COM è definita come centro di gravità (COG, *center of gravity*). La base di supporto (BOS, *base of support*) è definita come l'area del corpo

che è in contatto con la superficie di supporto. Si è ipotizzato che il COM è la variabile chiave che è controllata dal sistema di controllo posturale; infatti, nel recupero dell'equilibrio a seguito di una perturbazione, il corpo tende a ristabilire la posizione che aveva il COM prima di tale perturbazione. Dunque, per assicurare l'equilibrio, il sistema nervoso genera forze per controllare lo spostamento del CoM.

Il COP (*center of pressure*) è il punto di applicazione della forza totale applicata alla superficie di supporto, quindi, rappresenta la risposta neuromuscolare agli squilibri del CoG. Il COP si muove costantemente intorno al COM per tenere il COM nella base di supporto. Le oscillazioni del CoP sono denominate sway path e si muovono all'interno di un'area denominata sway area.

Ogni attività che richiede un controllo posturale presenta una componente di stabilità, equilibrio statico o dinamico, e un giusto orientamento. Ad esempio, per afferrare una palla al volo un giocatore deve essere orientata verso quest'ultima.

1.2 CONTROLLO POSTURALE

Il controllo posturale necessita un'interazione complessa dei sistemi muscolo-scheletrico e nervoso. Le componenti muscolo-scheletriche includono il range di movimento di un'articolazione, la flessibilità della colonna vertebrale, proprietà dei muscoli, relazioni biomeccaniche tra parti del corpo connesse. Componenti nervose essenziali per il controllo posturale includono:

- a) Processi motori, che includono l'organizzazione dei muscoli lungo tutto il corpo in sinergie neuromuscolari;
- b) Processi percettivo-sensoriali, che prevedono l'organizzazione e l'integrazione del sistema visivo, di quello vestibolare e di quello somatosensoriale.
- c) Processi di più alto livello, ossia le funzioni cognitive per il rilevamento e la mappatura delle percezioni e delle azioni, al fine di garantire gli aspetti anticipatori e adattivi del controllo posturale.

Affinché sia possibile sapere quando e come applicare forze in grado di mantenere o ripristinare l'equilibrio, il sistema nervoso centrale (CNS) deve avere un'accurata immagine di dove il corpo si trovi nello spazio e se sia in movimento o fermo. Per fare ciò, organizza informazioni provenienti da recettori sensoriali lungo tutto il corpo. Ingressi visivi procurano informazioni riguardo la posizione e il moto della testa rispetto a oggetti circostanti. Il sistema somatosensoriale fornisce informazione sulla posizione e sul moto del corpo rispetto alla superficie d'appoggio e riguardo alla relazione tra

le varie parti del corpo. Il sistema vestibolare fornisce informazioni sulla posizione e sul movimento della testa rispetto a forze gravitazionali e inerziali.

Le informazioni raccolte da questi tre sistemi sono parzialmente ridondanti; questo permette, nel caso che uno dei sistemi sia carente o difettoso, di poterlo compensare con le informazioni ottenute dagli altri. Se, invece, informazioni provenienti da due sistemi sensoriali si trovano ad essere in conflitto, si genera uno squilibrio, causato da una non corrispondenza (mismatch) tra il segnale atteso e quello realmente ricevuto; esempio è il caso in cui ci si sta all'interno di un veicolo mobile e si sta leggendo un libro.

Il sistema visivo è quello che può essere più facilmente controllato nell'ambito di un esperimento in laboratorio, in quanto si può chiedere al soggetto di aprire o chiudere gli occhi. Il sistema somatosensoriale e vestibolare, invece, sono difficili da studiare individualmente, in quanto non sono controllabili.

1.3 EQUILIBRIO STATICO

La stabilità che c'è alla base dello stare seduti e/o dello stare in piedi in quiete è spesso stata chiamata "equilibrio statico", poiché la base di supporto non cambia nel tempo e non agiscono forze esterne fatta eccezione per la forza di gravità. Tuttavia, questo termine può risultare ingannevole, in quanto anche in una postura statica il corpo oscilla, per lo più in direzione anteroposteriore (AP). L'oscillazione spontanea è dovuta a diversi fattori (la respirazione, l'attività cardiaca, l'interazione con l'ambiente, ecc.). Questo porta a micro-spostamenti del CoM e di conseguenza anche il CoP effettua oscillazioni per contrastare lo spostamento del CoG. Con l'aumento (o la diminuzione) dell'attività dei muscoli plantaflessori è possibile spostare il CoP davanti (o dietro) al CoG, in modo tale da mantenere l'equilibrio; da ciò si può comprendere che l'escursione del CoP deve essere maggiore di quella del CoM.

Nell'equilibrio statico c'è un certo numero di fattori che contribuiscono alla stabilità: l'allineamento del corpo può minimizzare l'effetto della forza gravitazionale, mentre il tono muscolare fa in modo che il corpo non collassi a seguito dell'attrazione gravitazionale.

Ingressi di tipo sensoriale da diversi sistemi sono fondamentali per il tono posturale. Lesioni alla radice dorsale (sensoriale) del midollo spinale può ridurre il tono posturale; l'attivazione di ingressi cutanei sulle soles dei piedi causa una reazione di posizionamento (placing reaction), che risulta in un'automatica estensione del piede verso la superficie di supporto, aumentando il tono muscolare nei muscoli estensori; ingressi somatosensoriali provenienti dal collo attivati da un cambio di

orientamento della testa possono anch'essi influenzare la distribuzione del tono posturale nel torace e negli arti.

Molti muscoli sono tonicamente attivi nella posizione eretta, come: soleo e gastrocnemio, tibiale anteriore, gluteo medio e il tensore della fascia alta, muscolo ileopsoas, muscolo erettore spinale nel torace.

Il controllo posturale nell'equilibrio statico, dunque, risulta alquanto dinamico. Questo implica una continua elaborazione sensoriale, con la costante mappatura della percezione per l'azione (mapping of perception to action), così che il sistema posturale sia in grado di calcolare dov'è il corpo nello spazio e può predire dove andrà e che azioni saranno necessarie per controllare questo movimento. Quando, invece, agiscono sul corpo perturbazioni interne ed esterne, si parla di equilibrio dinamico. Questo è definito come la capacità di mantenerne i segmenti corporei in una condizione di stabilità quando essi siano soggetti a gestualità e traslocazioni. A seconda del tipo e dell'intensità del disturbo, dei multipli gradi di libertà del corpo e dell'eterogeneità antropometrica nell'individuo, si generano un numero elevato di strategie per il mantenimento dell'equilibrio.

1.4 STRATEGIE DI CONTROLLO POSTURALE

Nello studio dell'equilibrio, il corpo umano può essere modellizzato come un pendolo inverso, esso presenterà una cerniera a livello della caviglia e il corpo sarà modellato come un'asta rigida. [6] Con questa modellizzazione si utilizza l'ankle strategy. La ankle strategy ripristina il CoM in una posizione stabile tramite movimenti del corpo centrati essenzialmente a livello dell'articolazione della caviglia. Il corpo umano può essere modellato come un pendolo a più cerniere (multilink pendulum) formato da due segmenti (gambe e torace). In questo caso, in questa modellizzazione si usa la hip strategy controlla lo spostamento del CoM producendo ampi e rapidi movimenti al livello dell'articolazione d'anca, con rotazioni delle caviglie in controfase. Entrambe sono sempre presenti per il mantenimento dell'equilibrio, ma una può predominare sull'altra; la decisione è presa dal CNS sulla base di vari di fattori, che includono le caratteristiche della perturbazione (ad esempio direzione ed entità), e limitazioni di carattere biomeccanico (ad esempio, l'uso della strategia di caviglia richiede un intatto range di movimento e forza nelle caviglie). In generale, la strategia di caviglia predomina alle basse frequenze di oscillazioni (<1Hz) e quando la superficie di supporto è stabile, mentre la strategia d'anca predomina alle alte frequenze (>1Hz) o quando la superficie di supporto è cedevole o più piccola dei piedi (ad esempio, se si sta su una trave).

Nel caso in cui si deve recuperare l'equilibrio a seguito di una perturbazione, oltre le due strategie già nominate se ne può aggiungere un'altra: la stepping strategy (strategia del passo). Nel caso queste

due strategie non dovessero bastare a recuperare l'equilibrio, un passo può essere usato per riallineare la base del supporto sotto il CoM (a differenza delle precedenti strategie, che cercano di riportare il CoM sopra la base di supporto).

Queste strategie di movimento (esplicitate nella Figura 1-1) sono usate sia nel controllo a feedback che in quello feedforward per mantenere l'equilibrio. Il controllo a feedback si riferisce al controllo posturale che si manifesta in risposta ad un ingresso di tipo sensoriale (visivo, vestibolare o somatosensoriale) originato da una perturbazione esterna. Il controllo feedforward si riferisce alle risposte di carattere posturale che si originano nell'anticipazione di un movimento volontario che è potenzialmente destabilizzante, al fine di mantenere la stabilità durante il movimento.

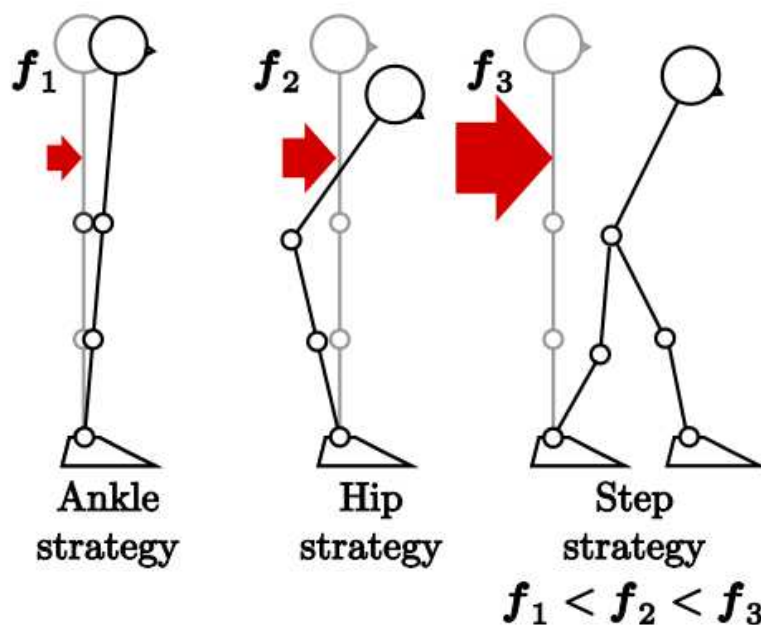


Figure 1-1 Modello della strategia di caviglia, d'anca e del passo.

1.5 ANALISI DINAMICA

L'analisi cinetica è l'analisi delle forze che causano il movimento, sia interne che esterne. Forze interne si originano dall'attività muscolare, dai legamenti o dall'attrito nei muscoli e nelle articolazioni; forze esterne provengono dal suolo o da carichi esterni. L'analisi cinetica offre una comprensione delle forze che contribuiscono al movimento.

Pedane di forza misurano le forze di reazione piede-suolo, dalle quali si possono ottenere i dati del COP.

Attenzione a non confondere COP e COG (center of gravity). Il COG è la posizione del centro di massa di un corpo nella direzione verticale; il COP è la posizione della forza di reazione del suolo verticale sulla pedana di forza, che ha direzione opposta e modulo uguale alle forze gravitazionali.

1.6 DUAL TASK

Un aspetto da tenere in considerazione è come potrebbe incidere un compito cognitivo sul controllo posturale.[7] Nella vita di tutti i giorni spesso capita di dover svolgere un compito posturale insieme ad uno cognitivo. Poiché l'esecuzione del compito posturale richiede processi cognitivi e sensoriali nell'organizzazione e nell'integrazione di informazioni di carattere sensoriale in condizioni sia statiche che dinamiche, cognizione e compiti posturali necessitano di meccanismi cognitivi comuni, il che può portare ad un conflitto nel momento in cui entrambi i compiti devono essere svolti simultaneamente. Ciò potrebbe spiegare, ad esempio, perché dei miglioramenti nel controllo posturale visti in ambienti clinici non per forza significano miglioramenti in altre circostanze.

Per cercare di comprendere come postura e cognizione interagiscano tra di loro nello studio dell'equilibrio sia statico che dinamico viene utilizzato il paradigma dual task, cioè al compito posturale è associato a un compito di tipo cognitivo. Il dual task può essere definito come l'esecuzione contemporanea di due compiti che possono essere eseguiti in maniera indipendente uno dall'altro misurati separatamente e che hanno scopi diversi.

La relazione tra controllo dell'equilibrio ed elaborazione cognitiva non è ancora chiara a causa dei risultati discordanti ottenuti dai vari studi che utilizzano un paradigma dual task: infatti, l'attività cognitiva può migliorare, peggiorare o non interferire nello svolgimento del compito posturale. Questa discrepanza è dovuta a vari motivi, come la diversità dei compiti cognitivi e posturali considerati, la loro difficoltà, l'abilità dei soggetti oppure la loro età.[7]

Ci sono molte teorie che tentano di spiegare i risultati sperimentali ottenuti con prove dual task. Ad esempio, tra gli anni '50 e '80 erano largamente diffuse le teorie della "capacità limitata" (limited capacity), secondo la quale il cervello è in grado di elaborare solo una quantità limitata di informazioni. Per cui, in presenza di un dual task, se le esigenze di un task dovesse eccedere la capacità disponibile del cervello, si manifesta un'interferenza tra i due. Queste teorie, però, non concordavano con i risultati di esperimenti in cui si notava un miglioramento del controllo posturale in compresenza di dual task, perciò hanno perso la loro popolarità. Negli anni '80 è emersa un'altra teoria, conosciuta come "selezione per l'azione" (selection for action). Secondo questa, se due task eseguiti contemporaneamente richiedono condizioni che si trovano in conflitto per la loro esecuzione, allora o queste condizioni vengono modificate o un task viene posticipato oppure non completato.

Una teoria più complessa è la "relazione U-shaped". Secondo questa teoria, un miglioramento dell'equilibrio si può notare nel momento in cui compito cognitivo è di bassa richiesta cognitiva;

aumentando la richiesta cognitiva, invece, si nota il risultato opposto. Questo è vero per ogni età, ma con una diversa intensità: il range benefico del compito cognitivo si riduce con l'età, mentre quello dannoso aumenta.

Un'ultima tra le principali teorie è quella della "priorità del compito". Secondo questa teoria, le persone anziane tendono a preferire una strategia d'anca, seppur più dispendiosa in termini energetici; inoltre, gli anziani tendono a dare la priorità alla postura e all'equilibrio, a scapito del compito cognitivo. I più giovani, invece, privilegiano la strategia di caviglia, a costo energetico più basso, dando anche la precedenza al compito cognitivo. Questo perché gli anziani richiedono risorse cognitive maggiori rispetto agli adulti più giovani a parità di compito posturale, con un maggior costo dual task. Dunque, a parità di compito cognitivo, mentre si nota un miglioramento del compito posturale nei giovani, si nota un effetto opposto negli anziani.

La valutazione del controllo posturale in presenza di dual task è di grande interesse non solo per comprendere il rapporto tra cognizione e postura ma anche per poter migliorare la diagnosi e la prevenzione e gestione delle malattie cognitive e motorie.

1.7 DISTURBI NEUROLOGICI

I disturbi neurologici hanno peso enorme a livello mondiale. Le stime recenti mostrano che questi disturbi inclusi nello studio Global Burden of Disease (GBD), come Alzheimer e altre demenze, morbo di Parkinson, sclerosi multipla, epilessia e cefalee, rappresentano il 3 % delle malattie mondiali. Sebbene si tratti di una percentuale complessiva apparentemente piccola la demenza, l'epilessia, l'emicrania e l'ictus si collocano tra le prime 50 cause di diagnosi di disabilità (DALY). [1]

L'emicrania e l'epilessia rappresentano rispettivamente un terzo e un quarto di questo carico neurologico, e la demenza e il morbo di Parkinson sono tra le prime 15 condizioni, con l'aumento più sostanziale del carico negli ultimi dieci anni.

Nel 2010, i disturbi neurologici costituivano il 5,5% dei soggetti con disabilità (YLD, years lived with disability), ovvero 42,9 milioni di YLD; emicrania, epilessia e demenza erano tra le 25 principali cause di YLD. L'emicrania guida la lista dei disturbi neurologici, rappresentando oltre il 50% dei YLD neurologici e il 2,9% dei YLD globali; l'epilessia rappresenta l'1,1% dei YLD globali.

Si prevede che il carico neurologico delle malattie aumenterà esponenzialmente nei paesi a basso e medio reddito (LMIC) nel prossimo decennio. Nonostante l'impatto significativo dei disturbi neurologici sui pazienti e sulle società, la conoscenza della loro epidemiologia, compresa la variazione della frequenza della malattia nel luogo e nel tempo e la comprensione dei fattori di rischio e degli esiti associati, rimane limitata, in particolare nei paesi a basso e medio reddito. I

pazienti con disturbi neurologici spesso necessitano di un significativo supporto sociale ed economico a causa di limitazioni fisiche, cognitive e psicosociali (OMS 2006). Nonostante l'elevata prevalenza della disabilità, è sempre più riconosciuto che i servizi e le risorse sono sproporzionatamente scarsi, soprattutto nei paesi a basso e medio reddito (OMS 2004). Inoltre, la conoscenza del rapporto costo-efficacia degli interventi volti a migliorare l'assistenza neurologica in questi contesti rimane limitata.

1.8 DIABETE

Il diabete costituisce uno dei principali problemi di salute pubblica ed è una delle principali cause di morte a livello mondiale. [9,10,11]

In questa tesi si è trattato del diabete, più precisamente il diabete mellito (DM) e diabete neuropatico (DN). Il diabete neuropatico è una delle più diffuse complicanze del diabete mellito, colpisce fino al 50% delle persone affette da diabete [12]. Pertanto, il deterioramento del sistema nervoso correlato a DM e DN può aumentare il rischio di cadute, ulcerazioni e amputazioni degli arti, portando a una diminuzione della qualità della vita, disabilità e istituzionalizzazione nella popolazione che invecchia [11,13,14]. Il DN è caratterizzato da un danno nel tessuto endovenoso dei nervi periferici, della retina e del sistema vestibolare, compromettendo la conduzione nervosa dagli arti inferiori, con un conseguente danno nell'orientamento spaziale, nell'equilibrio e nella funzione sensorimotoria [15,16,17]. Sebbene siano disponibili diverse modalità di valutazione per la diagnosi di neuropatia, non esiste attualmente un consenso su quali test di screening debbano essere utilizzati nella pratica clinica.

Il metodo che si andrà ad analizzare nella tesi consiste nel misurare lo spostamento del centro di pressione (COP) di un individuo per ottenere serie temporali che rappresentano il comportamento posturale statico nel tempo. Precedenti ricerche sui disturbi del controllo posturale legati alla DM negli adulti più anziani sono state associate a diminuzioni del controllo dell'equilibrio reattivo.

1.9 PARKINSON

La malattia di Parkinson (PD) è una malattia neurodegenerativa. I dati basati sulla popolazione su 36 milioni di età superiore ai 65 anni suggeriscono che l'1,6% degli americani sono trattati annualmente per il PD. Questi dati sono raccolti dalla "*Medicare beneficiaries*", un'associazione americana che raccoglie dati sui soggetti di età superiore ai 65 anni. I sintomi clinici cardinali della malattia di Parkinson - tremore degli arti, andatura casuale, lentezza, rigidità e instabilità posturale - possono essere accompagnati da disfunzione del sistema nervoso autonomo, depressione, demenza e psicosi. Oltre alla disabilità fisica, la PD è associata ad una maggiore probabilità di morte. [2]

Altri fattori di rischio sono stati individuati tra i gruppi demografici. Ad esempio, il morbo è stato diagnosticato più frequentemente negli uomini che nelle donne. Oppure, nello stesso gruppo demografico delle donne, una donna con menopausa precoce ha più probabilità di sviluppare il morbo di Parkinson. Infine, da uno studio svolto dal “*Medicare beneficiaries*”, i soggetti di origine africana, asiatica e afroamericana hanno meno probabilità di un soggetto bianco. Non solo, dallo stesso studio si è denotato che soggetti *mixed race* nel gruppo dei bianchi ha maggiore frequenza (Figura 1-2).

Nonostante i recenti sforzi per sviluppare test predittivi, la malattia di Parkinson rimane unicamente una diagnosi clinica. Disturbi o sintomi motori includono tremore, diminuzione dell'oscillazione del braccio, camminata casuale, passi accorciati, diminuzione dell'espressività del viso, rigidità, rallentamento generale del movimento rispetto ai coetanei, difficoltà a sollevarsi dal letto o da una posizione seduta. Altri sintomi includono costipazione, disturbi urinari (frequenza, urgenza), iperidrosi, nausea, vampate di calore. I sintomi non motori sono molto diffusi, possono precedere i sintomi motori e possono essere sottovalutati e trattati. Questi includono ansia, depressione, difficoltà a pensare o a concentrarsi, stanchezza e disturbi del sonno.

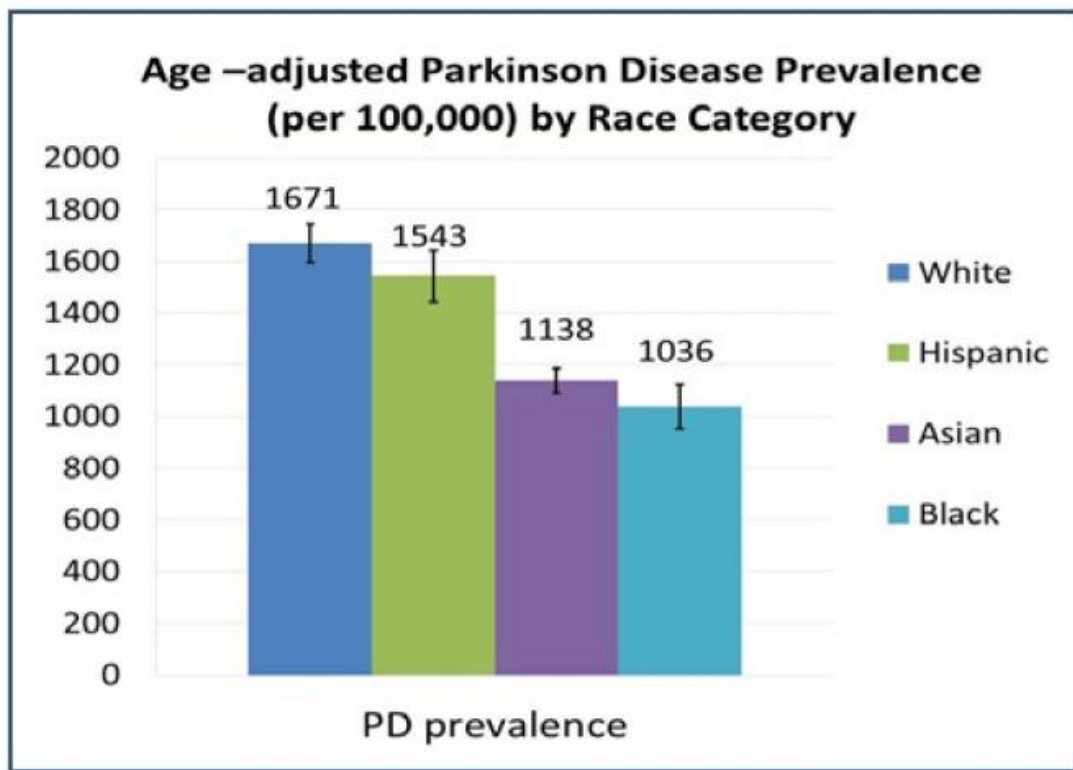


Figure 1-2 Diagramma a colonne della probabilità di Parkinson creato da Medicare Beneficiaries [2]

Una diagnosi clinica di PD richiede almeno due dei seguenti quattro segni principali del parkinsonismo:

- Tremore: tremore distale a riposo di 3-6HZ o frequenza superiore. Possono verificarsi anche tremori posturali/cinetici.
- Rigidità muscolare (una resistenza alla velocità al movimento passivo).
- Bradykinesia (movimenti lenti e scarsi).
- Instabilità posturale (che non deve essere causata da disfunzione visiva primaria, cerebellare o propriocettiva).

Sebbene i risultati motori siano spesso bilaterali al momento della diagnosi, la presenza di risultati motori asimmetrici (un lato è peggiore dell'altro) supportano la PD. Una storia di insorgenza graduale dei sintomi è anche di supporto, ma questo si basa fortemente sulla percezione del paziente.

Il criterio finale è una risposta sostenuta e robusta ad una *“dopaminergic challenge”*.

Nella seguente tesi si parlerà di Parkinson de novo. Con questo termine si tende ad indicare soggetti con Parkinson precoce. [3]

Nell'attuale definizione di paziente de novo, nelle linee guida per il morbo di Parkinson, troviamo la diagnosi di soggetti con mancanza di L-dopa.

Nella pratica clinica, si possono diagnosticare ai primi segnali di antagonismo della dopamina e, successivamente quando le risposte motorie diventano L-dopa insufficienti. Questo mi permette di individuare una forma precoce del morbo di Parkinson.

Questo metodo è diventato inefficiente quando, determinati soggetti sottoposti al trattamento di *“dopaminergic therapy”*, cominciavano a presentare, in modo permanente o temporaneo, mancanza di L-dop.

Per questo motivo, nella seguente tesi si cerca un metodo alternativo per determinare il Parkinson, non solo de novo ma anche old.

Con il termine Parkinson old si intende quel gruppo di soggetti affetti dal Parkinson da tempo con sintomi visibili.

2. OBIETTIVO

Lo scopo di questa tesi è quello di analizzare la postura statica per determinare malattie neuropatiche, più precisamente pazienti affetti da Diabete e pazienti affetti dal morbo di Parkinson. Per fare ciò si è preso in esame un gruppo di soggetti di un database online (diabetici) fornito dall' *University of Antofagasta* (CEIC-UA) e dati di postura di soggetti Parkinsoniani relativi al Laboratorio di Analisi del Movimento dell' *UNIVPM*.

3. MATERIALI E METODI

3.1 DATASET PAZIENTI DIABETICI

Il database online è composto da trentasette soggetti (diciassette uomini e quindici donne) divisi in tre gruppi: sani (undici), diabetici mellito (nove), diabetici con diagnosi di diabete neuropatico (dodici). [9]

Tra i criteri di inclusione per i soggetti di diabete mellito troviamo la diagnosi da almeno due anni e l'indipendenza nello svolgimento delle attività di vita secondo il Barthel Index Score (BIS). Altri criteri, applicati al diabete neuropatico sono l'assenza di altre malattie neuropatiche, disturbi vestibolari, ipertensione incontrollata, danneggiamento cognitivo secondo test minimo, danneggiamento visivo, ipoglicemia, amputazioni o altri danni negli arti inferiori negli ultimi sei mesi [28].

La distinzioni dei gruppi di soggetti sono state effettuate in precedenza con test standardizzati: il "Barthel index", il "Neurological Symptom Score" (NSS), il "Diabetic Neuropathy Symptom" (DNS) e il test di sensibilità vibratoria del diapason a 128 Hz e 256 Hz (negli arti inferiori) [29,30,31].

I dati cinetici relativi all'oscillazione posturale sono stati acquisiti tramite Nintendo Wii Balance Board (WBB), alternativa low-cost della piattaforma di forza [9]. Essa fornisce dati affidabili attraverso l'analisi della lunghezza del percorso COP durante le prove di bilanciamento statico [13,15]. Tuttavia, essendo un dispositivo progettato per il gioco, la WBB ha alcune problematiche relative alla sovrastima e all'inconsistenza frequenziale del campione che influenzano le sue prestazioni come strumento di misura. Per questo motivo si sono prese in considerazione metodologie per ridurre al minimo le problematiche [15,24,25].

Indipendentemente dallo strumento utilizzato, i dati di postura sono una fonte affidabile di informazioni, che consentono di identificare la presenza di patologie o differenze tra le classi di soggetti, attraverso i cambiamenti causati dal controllo posturale statico.

La WBB contiene quattro sensori ad ogni angolo, utilizzati per calcolare il COP. Assumendo che la distanza tra i sensori sia di 433 mm lungo la larghezza, mentre di 238 mm lungo la lunghezza [33], si può calcolare il COP come:

$$COP_x = \frac{x (UR + LR) - (UL + LL)}{2 (UR + LR + UL + LL)}$$

$$COP_y = \frac{x (UL + UR) - (LL + LR)}{2 (UR + LR + UL + LL)}$$

dove UR indica “upper right”, l’angolo superiore destro, UL “upper left”, angolo superiore sinistro, LR “lower right”, angolo inferiore destro, LL “lower left”, angolo inferiore sinistro. I dati vengono trasmessi attraverso Bluetooth al computer del laboratorio dove vengono registrati e conservati [34].

La frequenza di campionamento media WBB è di 63 Hz; tuttavia, mostra differenze, secondo tre regimi di frequenza campionamento: veloce (>100 Hz), moderato (54 Hz) e lento (35 Hz). Per risolvere questo problema, Audiffren & Contal [35] hanno proposto un metodo noto come Sliding Window Average con Relevance Interval Interpolation (SWARII), che consiste in una funzione di finestra di interpolazione che regola i valori in base alla loro massima concentrazione ponderando ogni punto con il suo intervallo di rilevanza. L’equazione matematica utilizzata è:

$$X_{SWARII}(s) = \frac{1}{\Delta} \sum_{t \in T_s} x_t I_{T_s(\Delta)}(t)$$

dove I è l’intervallo di interesse, e Δ la durata della finestra, s l’istante corrente di tempo e $T_s(s)$ la finestra centrata in s.

Dopo che si è eseguito il metodo la frequenza risultate è di 25 Hz. Si è troncato il segnale a 1,5 s e si è eseguito un secondo taglio dopo 20s, ottenendo 500 campioni a prova. [9]

Per il test sono stati effettuati otto prove per ogni gruppo, che presentano quattro condizioni che aumentano la difficoltà secondo una versione strumentale del “Clinical Test of Sensory Interaction for Balance” [32]. Occhi chiusi, la superficie instabile, dual task, e il controllo posturale. La seconda consiste in una struttura instabile posizionata sulla WBB, il terzo nel compito duale, con un conteggio all’indietro da un numero indicato su uno schermo.

Le otto prove sono:

- Occhi Aperti
- Occhi Aperti Superficie Instabile
- Occhi Aperti Superficie Instabile e Duale Task

- Occhi Aperti Dual Task
- Occhi Chiusi
- Occhi Chiusi Superficie Instabile
- Occhi Chiusi Superficie Instabile e Duale Task
- Occhi Chiusi Dual Task

I partecipanti sono stati istruiti affinché stiano in posizione eretta a piedi nudi, posizionandoli su dei punti di riferimento indicati sulla WBB, a mantenere le mani lungo il corpo e stare il più fermi possibili mentre tenevano gli occhi puntati su un punto della parete[9].

Ogni partecipante ha eseguito trenta secondi di ogni prova con venti secondi di pausa tra l'una e l'altra. Per aumentare il numero di COP, è stato chiesto ad ogni partecipante di effettuare ogni prova tre volte. Ma alcuni soggetti, per limitazione personale, hanno potuto eseguire le prove meno di tre volte.

In totale si hanno 433 file, 87 per i sani, 145 per i diabetici mellito e 201 per i diabetici neuropatici [9].

3.2 DATA PAZIENTI CON SINDROME DI PARKINSON

I soggetti di Parkinson sono sessantanove, divisi in tre gruppi: sani(undici), Parkinson de novo (ventisette), Parkinson old (trentuno).

I dati cinetici relativi all'oscillazione posturale sono stati acquisiti tramite una piattaforma di forza (dimensioni 0.4x0.6 m, KISTLER) ad una frequenza di campionamento di 1000 Hz. In prossimità dei vertici della pedana sono presenti quattro sensori di forza piezoelettrici che permettono di misurare le forze scambiate dai piedi del soggetto con la pedana.

In questo caso, le prove effettuate sono solo due:

- Occhi Aperti
- Occhi Chiusi

La durata delle prove era variabile, per questo motivo si è dovuto individuare la prova con il numero minore di campioni e tagliare le altre.

Le prove in totale erano 138 file, 22 per sani, 54 per i de novo, 61 per old.

3.2 ELABORAZIONE DEI DATI

I dati sono stati analizzati successivamente tramite il software MATLAB (versione R2022b).

Per prima cosa, sono stati caricati i dati utili su MATLAB e si è tolta loro la media.

Per ogni gruppo si crea una matrice con tutte le prove di ogni soggetto e si calcola l'RMS l'i-simo riga della matrice [9].

La RMS è usata perché è sensibile ai cambiamenti dipendenti dalle condizioni del soggetto, come età e salute. Può essere usato nelle serie temporali e nelle loro derivate.

$$RMS(z, t_i) = \sqrt{\frac{1}{N_{col}} \sum_{j=1}^{N_{col}} z_{ij}^2}$$

Dove z_{ij} rappresenta z del j -esimo individuo nell'istante temporale t_i , N_{col} indica il numero di colonne nella matrice che si è formato in precedenza.

Nella figura 2-1 è illustrato graficamente il processo. Sulla sinistra è possibile vedere l'asse temporale, in alto si hanno i soggetti. Tutti i soggetti sono stati posizionati in modo tale che l'asse x sia la antero-posteriore mentre l'asse y il medio-laterale. Il RMS viene eseguito, quindi per ogni istante temporale e viene creato un nuovo vettore di valori per ogni gruppo.

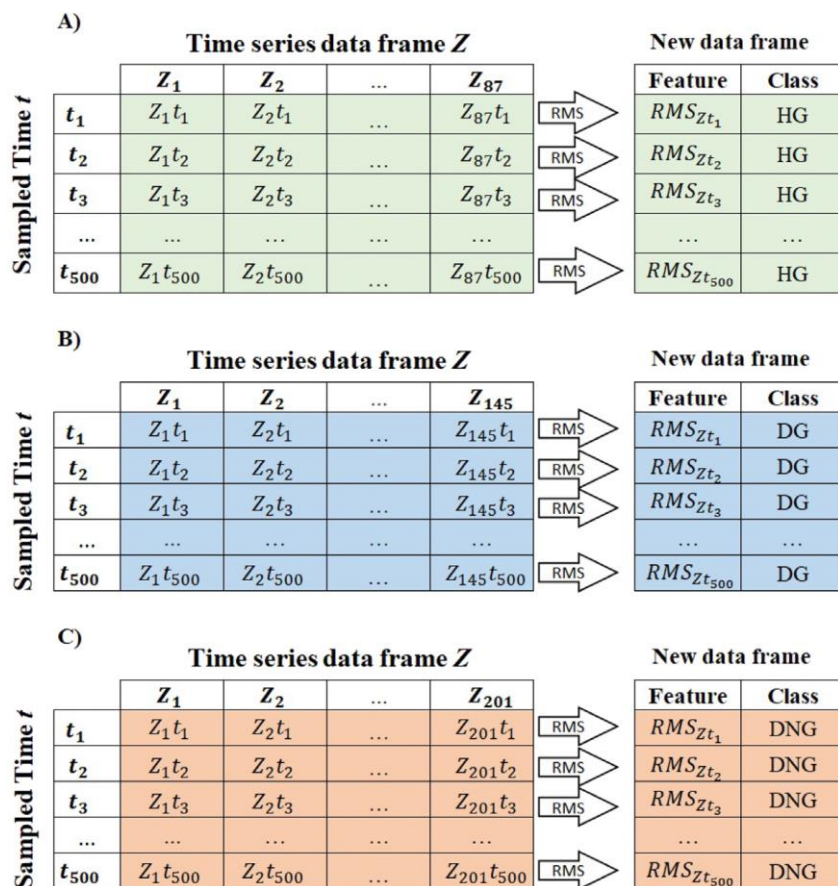


Figura 2- 1 Illustrazione dell'RMS applicato su un a matrice di valori Z concatenati, che genera un nuovo vettore. Viene applicato alle serie temporali sane 87 (A), 145 serie temporali diabetiche (B) e 201 serie temporali neuropatiche (C).[9]

Successivamente si sono calcolate le derivate. Esse, essendo più sensibili ai comportamenti che differiscono tra le varie classi, sono un buon metodo di discriminazione. Si è andata a calcolare la derivata seconda e terza della posizione ottenendo l'accelerazione e il jerk.

L'accelerazione è definita come variazione della velocità di un corpo

$$\vec{a} = \frac{d^2\vec{r}}{dt^2}$$

Il jerk, invece, è definito come la variazione di accelerazione

$$\vec{j} = \frac{d^3\vec{r}}{dt^3}$$

In entrambi i casi, esse sono nel dominio del tempo. Poiché sono serie temporali, esse sono ottenute dalla derivata della posizione \vec{r} che, in questo caso, rappresenta una serie temporale discreta di COP. Quando si va ad effettuare la derivazione, i numeri di campioni per ogni classe diminuisce di uno ad ogni derivata. Questo perché la derivata in Matlab si avviene tra un campione e quello precedente. Se andiamo a plottare tutti e 433 segnali del COP (figura 2-2), nella rappresentazione si è utilizzato il gruppo per la distinzione dei diabetici, notiamo che non c'è una vera e propria differenza tra le varie classi. Invece, se si plottano le derivate, la distinzione dei gruppi diviene più evidente, soprattutto sull'asse y, ovvero lungo la coordinata medio-laterale. Si può notare, infatti, una differenza di dispersione dei gruppi. Il soggetto sano avrà un segnale meno irregolare e questo porta a una minore dispersione.

Si è applicato il metodo anche con l'accelerazione e il jerk; quindi, si è calcolato il RMS sulle prove ottenute dalla derivazione. Il risultato saranno tre vettori di RMS da 498 campioni per l'accelerazione e tre vettori di RMS da 497 per il jerk.

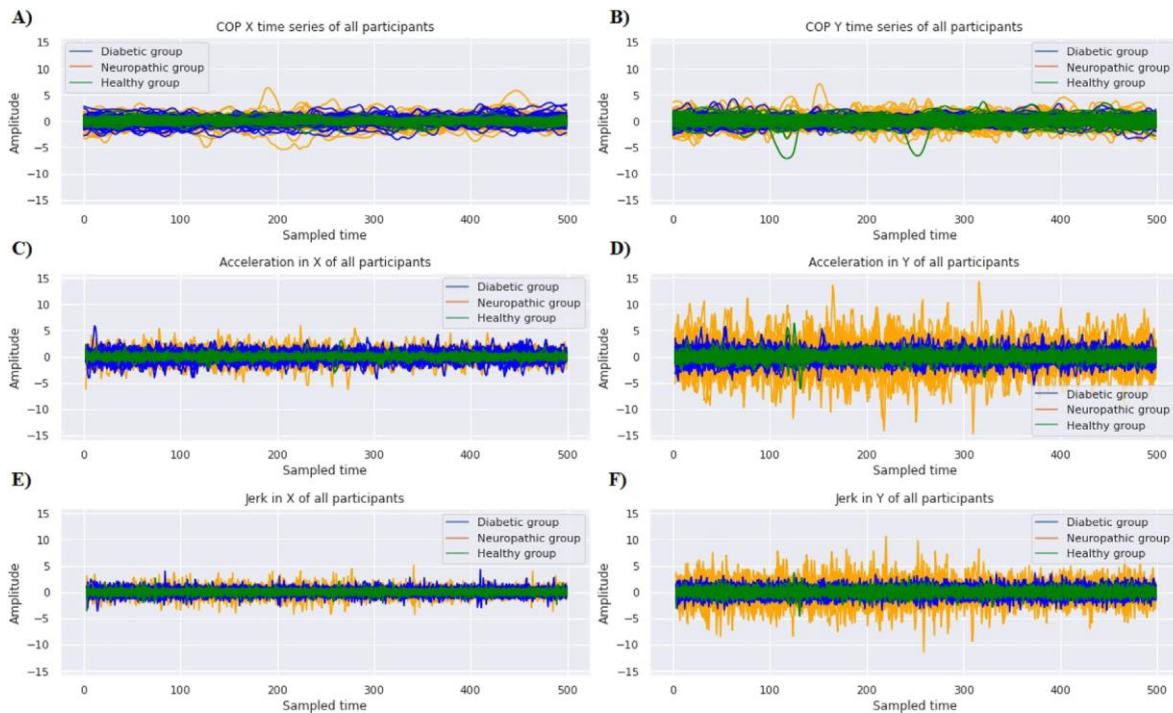


Figura 2 -2 Tutte le serie temporali dei gruppi dei diabetici, (A) COP x, (B) COP y, (C) Accelerazione x, (D) Accelerazione y, (E) Jerk x, (F) Jerk y

Successivamente si è modificato il procedimento utilizzando, invece della RMS, la varianza. La varianza si definisce come una misura della diffusione o della dispersione all'interno di un insieme di dati.

$$s^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2$$

Dove N è il numero di campioni, x_i è il campione i-esimo e \bar{x} è la media del campione.

A questo punto si è messo a confronto i risultati ottenuti dalla RMS e dalla varianza, notando una differenza minima.

Infine, si è provato ad utilizzare il metodo del RMS [9] su un altro gruppo di soggetti, i soggetti affetti da sindrome di Parkinson. Qui si è andati a suddividere i soggetti sani, soggetti di Parkinson old, soggetti di Parkinson de novo.

Si sono, per prima cosa, importati i dati su MATLAB, si è tolta loro la media.

In questo ultimo passaggio, si è notato che due soggetti nei Parkinson de novo presentavano dei valori inconsistenti. Per questo motivo prima si è trovata la loro posizione all'interno della prova, per vedere se andavano escluse.

Essi, fortunatamente si trovavano alla fine della serie di campioni, per questo motivo le due prove non sono state escluse, ma bensì tagliate, eliminando la parte contenente i dati inconsistenti.

Successivamente avendo tutte prove con un numero variabile di campioni, si è eseguito un taglio per averle tutte della stessa lunghezza. Per fare ciò, si è individuata la prova con il numero minore di campioni e si sono tagliate le restanti prove, ottenendo per i Parkinson de novo prove da 1700 campioni circa, quasi 2 secondi, mentre per i Parkinson old prove da 12000 campioni circa, quasi dodici secondi.

Successivamente si è proceduto con il metodo indicato precedentemente [9], quindi si è applicato il RMS sul COP e si sono ottenuti tre vettori: sani, Parkinson de novo e Parkinson old.

Come si è fatto anche in precedenza, si sono calcolate le derivate, ottenendo l'accelerazione e il jerk. Anche in questo caso si è applicato il metodo con l'accelerazione e il jerk; quindi, si è ottenuto il RMS dalle prove derivate.

4. RISULTATI

Si è valutata la distinzione delle tre classi di soggetti con neuropatie utilizzando tutte le prove. In questo caso, si sono distinti i soggetti diabetici neuropatici, diabetici mellito e sani utilizzando le otto tipologie di prove già descritte in precedenza.

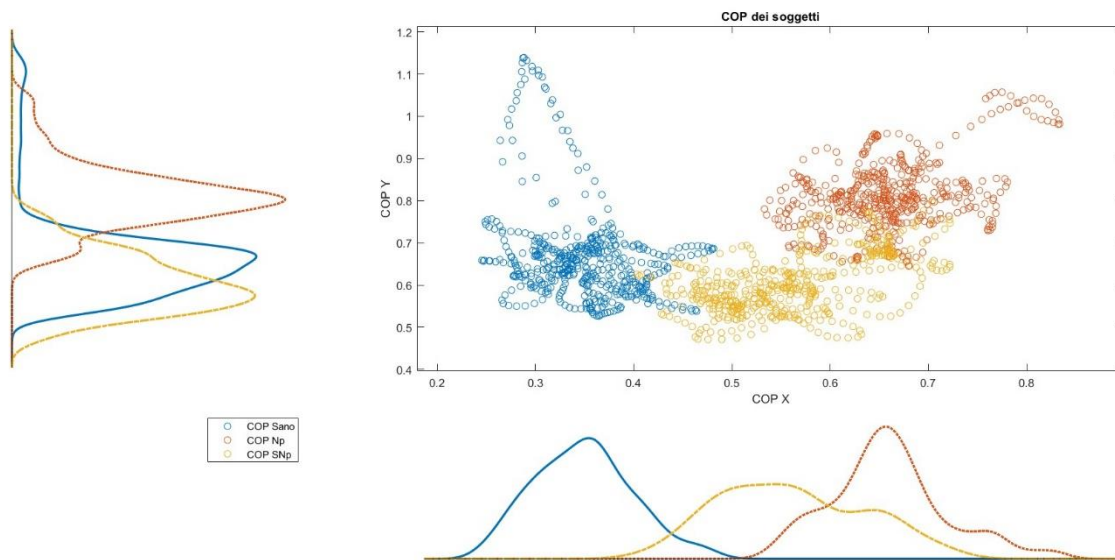


Figura 3 -1 COP dei Sani, Diabetici Mellito, Diabetici Neuropatici. Dalla legenda sappiamo che in blu verrà indicata la RMS del COP dei sani, in rosso la RMS del COP dei diabetici neuropatici ed in giallo la RMS del COP dei diabetici mellito.

Nella figura 3-1 si può vedere il diagramma del COP dei soggetti sani, diabetici mellito e diabetici neuropatici. Sull'asse delle y troviamo il COP y, medio-laterale, mentre sull'asse delle x troviamo il COP x, antero-posteriore. Ai lati sono state inserite le distribuzioni del COP lungo gli assi.

Come detto in precedenza, con la traccia temporale del COP la distinzione non è facilmente visibile, i tre gruppi si sovrappongono nelle distribuzioni rendendo impossibile una chiara distinzione tra i gruppi.

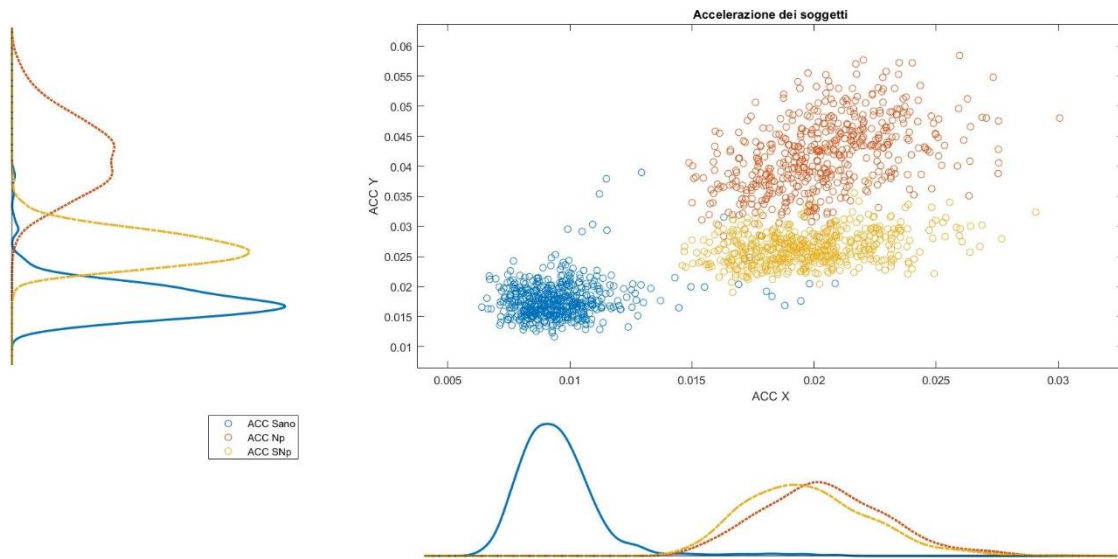


Figura 3-2 Accelerazione dei soggetti Sani, Diabetici Mellito, Diabetici Neuropatici

Nella figura 3-2 si può vedere il diagramma dell'accelerazione dei soggetti sani, diabetici mellito e diabetici neuropatici. Sull'asse delle y troviamo l'accelerazione y, medio-laterale, mentre sull'asse delle x troviamo l'accelerazione x, antero-posteriore. Ai lati sono state inserite le distribuzioni dell'accelerazione lungo gli assi.

Grazie alle distribuzioni si può notare facilmente che lungo l'asse antero-posteriore, l'accelerazione sull'asse x, si può distinguere facilmente i sani dai diabetici. Invece, lungo l'asse y, il medio-laterale, si può anche distinguere tra i diabetici non neuropatici e i diabetici neuropatici.

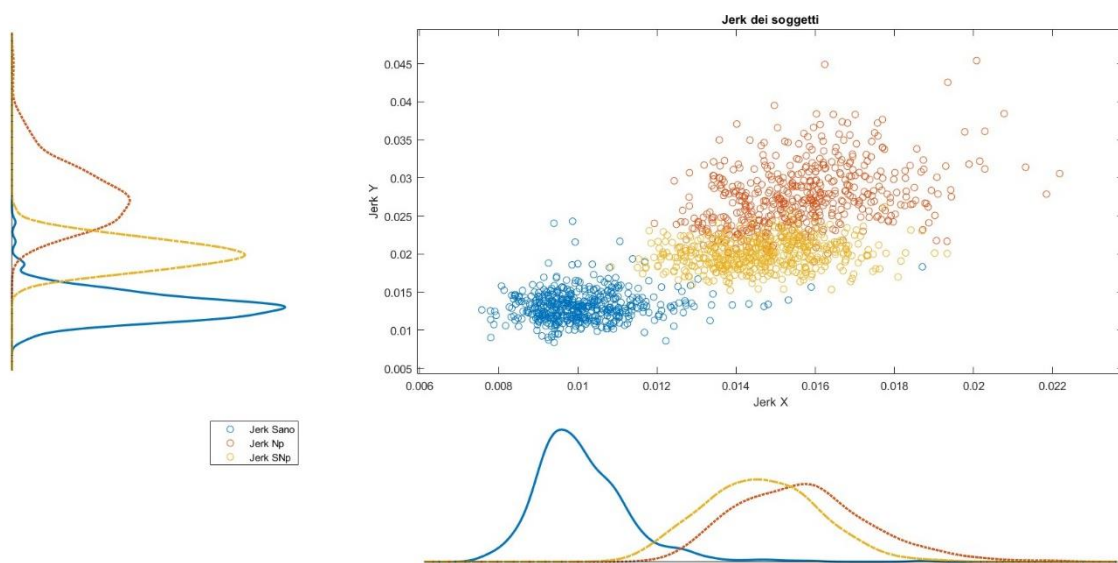


Figura 3-3 Jerk dei soggetti Sani, Diabetici Mellito, Diabetici Neuropatici

Nella figura 3-3 si può vedere il diagramma del jerk dei soggetti sani, diabetici mellito e diabetici neuropatici. Sull'asse delle y troviamo il jerk y, medio-laterale, mentre sull'asse delle x troviamo il jerk x, antero-posteriore. Ai lati sono state inserite le distribuzioni del jerk lungo gli assi. Al contrario dell'accelerazione, nel jerk avremmo una sovrapposizione delle distribuzioni. Si può comunque notare una distinzione nei sani e dei diabetici sull'asse antero-posteriore, ovvero l'asse x. Quindi, nella distinzione dei diabetici si preferisce usare l'accelerazione.

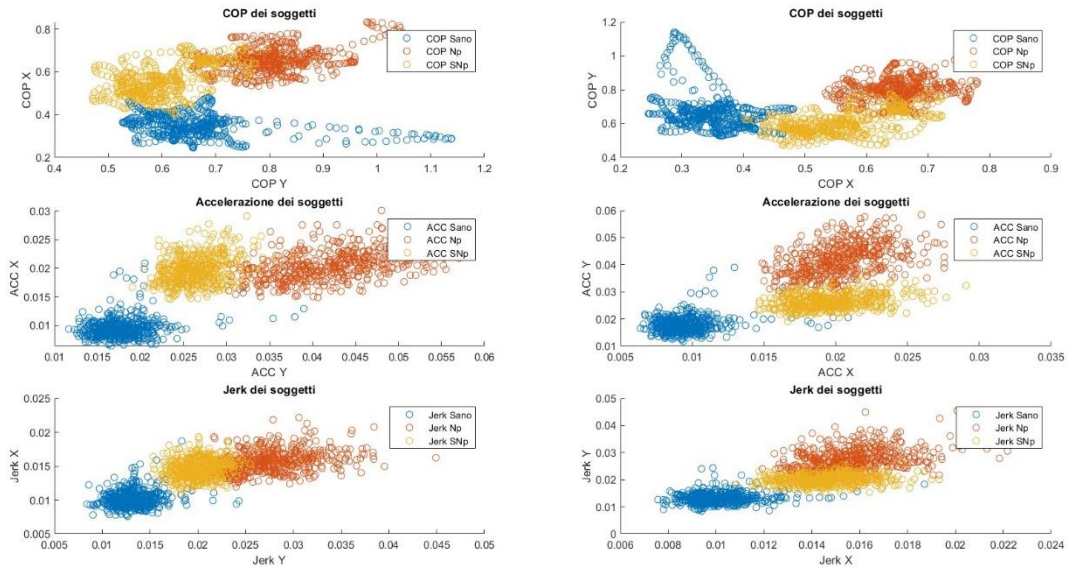


Figure 3-4 COP, Accelerazione, Jerk dei soggetti Sani, soggetti Diabetici Mellito, Diabetici Neuropatici.

Successivamente si è provato a modificare il metodo [9], ovvero, invece di utilizzare la RMS si va ad utilizzare la varianza.

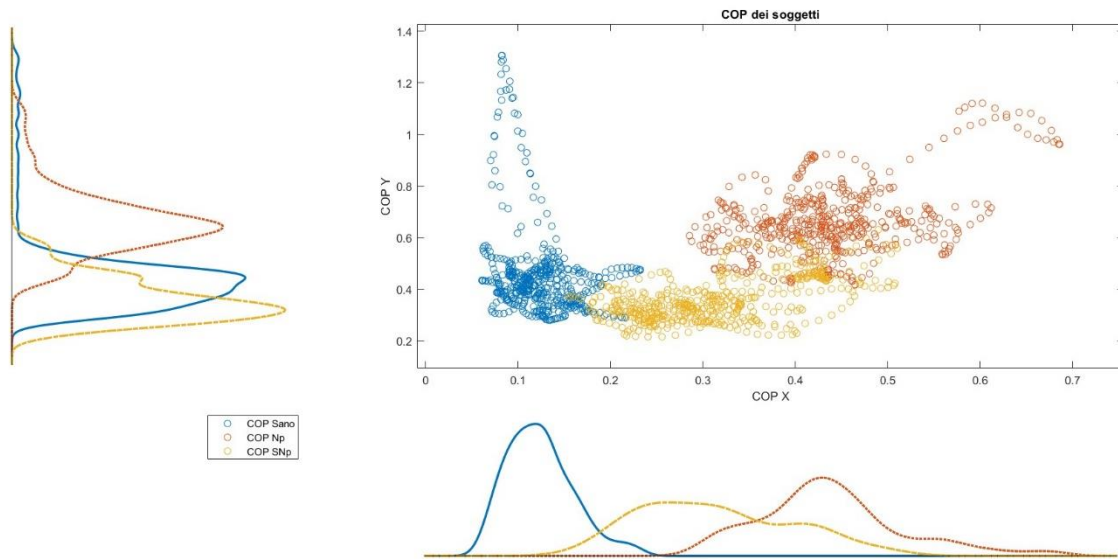
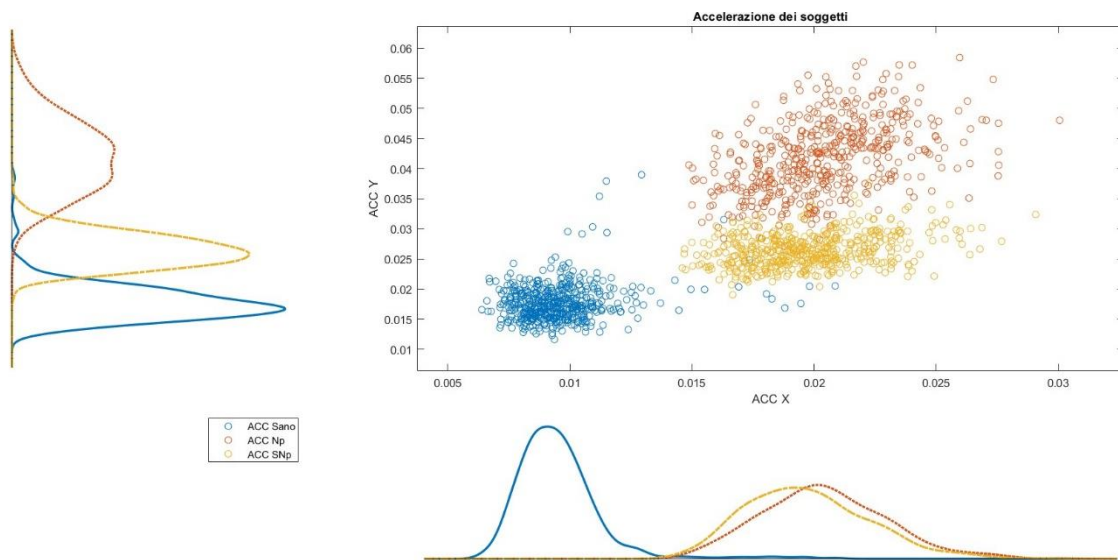


Figura 3-5 COP dei Sani, Diabetici Mellito e Diabetici Neuropatici ottenuti con la varianza.

Nella figura 3-5 si può vedere il diagramma del COP dei soggetti sani, diabetici mellito e diabetici neuropatici. Sull'asse delle y troviamo il COP y, medio-laterale, mentre sull'asse delle x troviamo il COP x, antero-posteriore. Ai lati sono state inserite le distribuzioni del COP lungo gli assi.

Come possiamo notare, anche in questo caso la distinzione delle tre categorie non è facile, i tre gruppi si sovrappongono nelle distribuzioni, rendendo praticamente impossibile la classificazione.



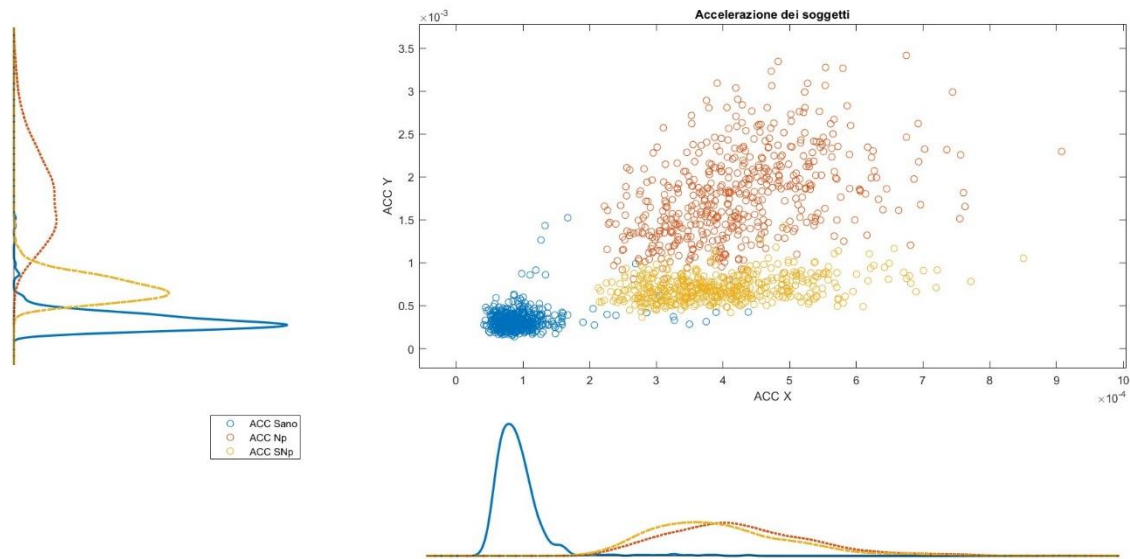


Figura 3-6 Accelerazione dei soggetti Sani, soggetti Diabetici Mellito, Diabetici Neuropatici. Sopra è il grafico ottenuto con la RMS, sotto ottenuto con la varianza.

Nella figura 3-6 si possono vedere i diagrammi dell'accelerazione dei soggetti sani, diabetici mellito e diabetici neuropatici. In entrambi i diagrammi, sull'asse delle y troviamo l'accelerazione y, medio-laterale, mentre sull'asse delle x troviamo l'accelerazione x, antero-posteriore. Ai lati sono state inserite le distribuzioni dell'accelerazione lungo gli assi.

Con questo confronto si può vedere che la differenza è minima, in entrambi i casi è possibile effettuare la distinzione. Quello che varia sono le distribuzioni, i soggetti sono meno distribuiti, come si può notare dai valori lungo gli assi, concentrandosi su valori molto piccoli, rendendo più difficoltosa la distinzione con strumenti meno precisi.

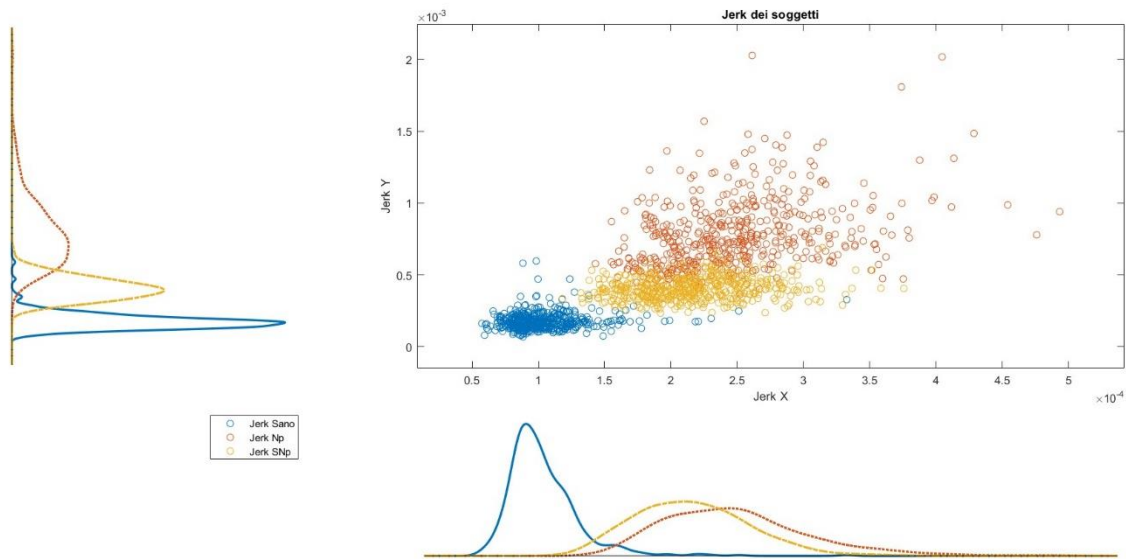


Figura 3-7 Jerk dei soggetti Sani, soggetti Diabetici Mellito, soggetti Diabetici Neuropatici ottenuti con la varianza.

Nella figura 3-7 si può vedere il diagramma del jerk dei soggetti sani, diabetici mellito e diabetici neuropatici. Sull'asse delle y troviamo il jerk y, medio-laterale, mentre sull'asse delle x troviamo il jerk x, antero-posteriore. Ai lati sono state inserite le distribuzioni del jerk lungo gli assi.

Come nel caso del RMS, la distinzione dei gruppi nel jerk è più difficoltosa rispetto all'accelerazione, infatti avremo ancora una sovrapposizione delle distribuzioni. Si può notare, ancora una volta, che la distinzione dei sani e dei diabetici sia possibile sull'asse antero-posteriore, ovvero l'asse x.

Anche in questo caso, per la distinzione dei gruppi nel diabete si preferisce usare l'accelerazione. Quella lungo l'asse x per distinguere i sani dai diabetici, mentre quella sull'asse y per distinguere i diabetici mellito e i diabetici neuropatici.

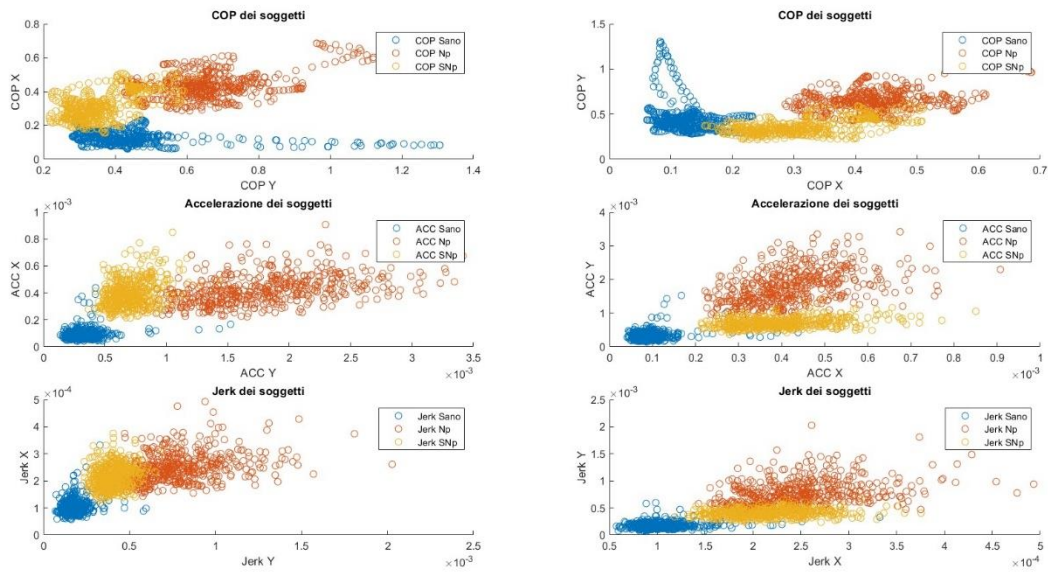


Figure 3-8 COP, Accelerazione, Jerk dei soggetti Sani, soggetti Diabetici Mellito, Diabetici Neuropatici.

Dopo aver dimostrato che il metodo funziona con il diabete, si è voluta testare l'affidabilità del metodo con un'altra malattia neurodegenerative, cioè la malattia di Parkinson.

In questo caso si sono utilizzate solo due tipologie di test, descritti in precedenza, per distinguere i soggetti sani, i soggetti affetti di Parkinson de novo e i soggetti affetti da Parkinson old.

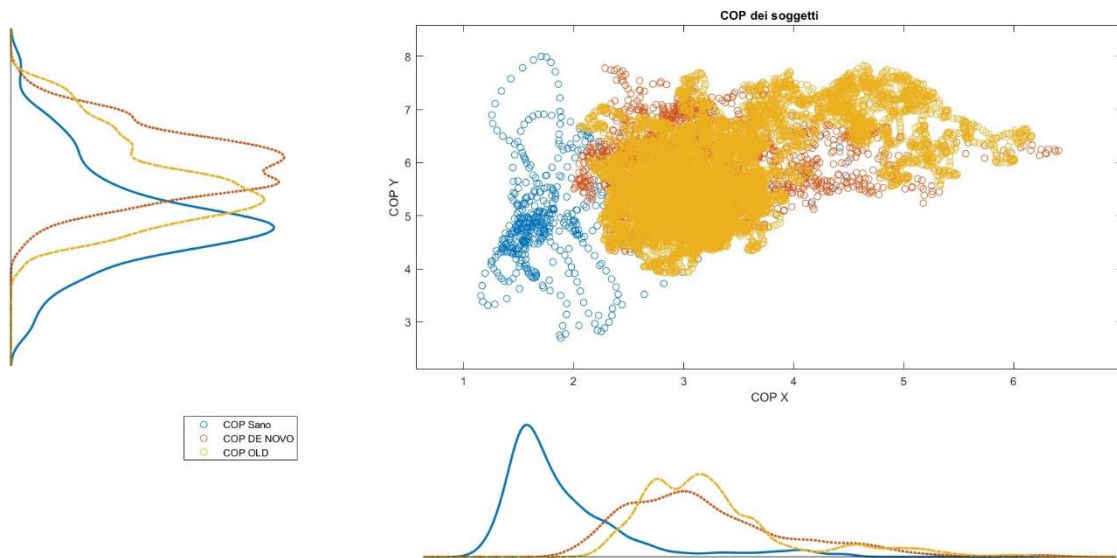


Figura 3-9 COP dei soggetti sani, soggetti Parkinson de novo e soggetti Parkinson old. Dalla legenda sappiamo che in blu verrà indicata la RMS del COP dei sani, in rosso la RMS del COP dei Parkinson de novo ed in giallo la RMS del COP dei Parkinson old.

Nella figura 3-9 si si può vedere il diagramma del COP dei soggetti sani, Parkinson de novo e Parkinson old. Sull'asse delle y troviamo il COP y, medio-laterale, mentre sull'asse delle x troviamo il COP x, antero-posteriore. Ai lati sono state inserite le distribuzioni del COP lungo gli assi. Come si è notato anche nei diabetici, la traccia del COP non offre una distinzione netta dei gruppi, infatti lungo l'asse y, ovvero il medio-laterale, i tre gruppi si sovrappongono, mentre lungo l'asse x si può notare una leggera distinzione tra sani e i soggetti affetti da Parkinson.

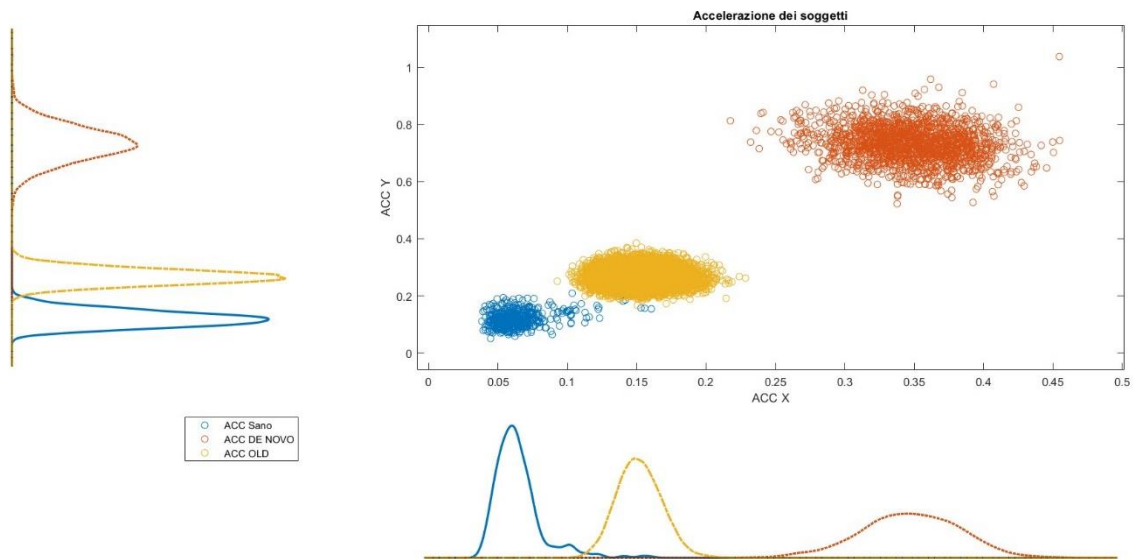


Figura 3-10 Accelerazione dei soggetti Sani, soggetti Parkinson de novo, soggetti Parkinson old.

Nella figura 3-10 si si può vedere il diagramma dell'accelerazione dei soggetti sani, Parkinson de novo e Parkinson old. Sull'asse delle y troviamo l'accelerazione y, medio-laterale, mentre sull'asse delle x troviamo l'accelerazione x, antero-posteriore. Ai lati sono state inserite le distribuzioni dell'accelerazione lungo gli assi.

In questa figura si può notare una prima distinzione dei tre gruppi. Di fatti, al contrario del COP, le sovrapposizioni sono minime e solo tra i soggetti sani e i soggetti con Parkinson old.

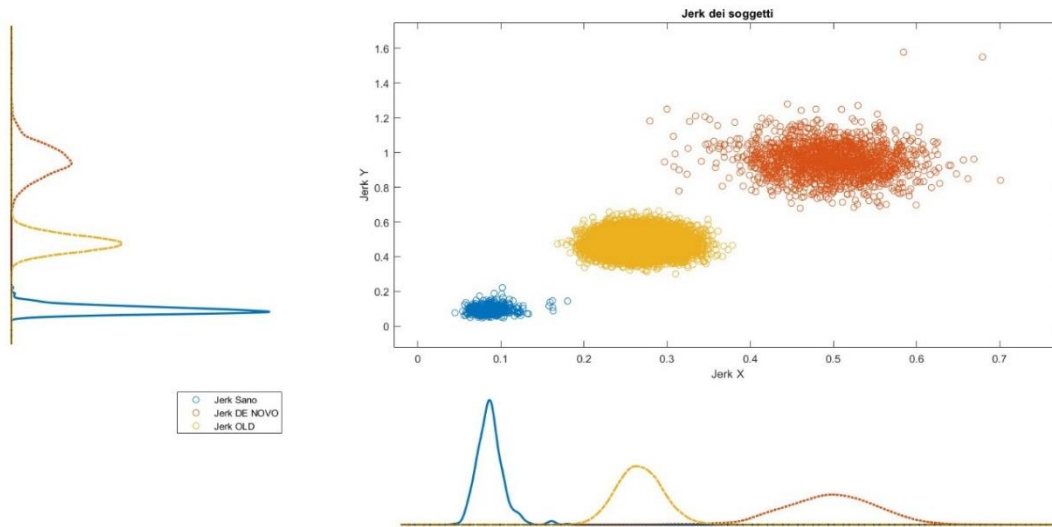


Figura 3-11 Jerk dei soggetti sani, dei soggetti Parkinson de novo e dei soggetti Parkinson old

Nella figura 3-11 si si può vedere il diagramma dell'accelerazione dei soggetti sani, Parkinson de novo e Parkinson old. Sull'asse delle y troviamo l'accelerazione y, medio-laterale, mentre sull'asse delle x troviamo l'accelerazione x, antero-posteriore. Ai lati sono state inserite le distribuzioni del jerk lungo gli assi.

Nella figura si può notare un ottima distinzione dei tre gruppi in entrambi gli assi. In questo caso, i tre gruppi non si sovrappongono mai, permettendo, quindi, una più semplice distinzione dei tre gruppi. Infatti, al contrario dei diabetici l'accelerazione presenta delle sovrapposizioni.

Quindi, nell'analisi della malattia di Parkinson risulta più efficace considerare il jerk del COP come dato in ingresso all'algoritmo.

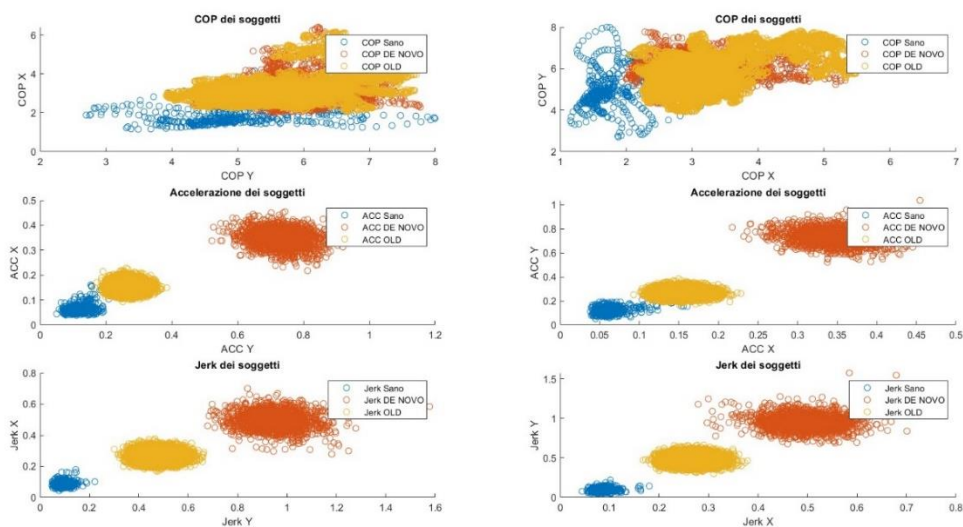
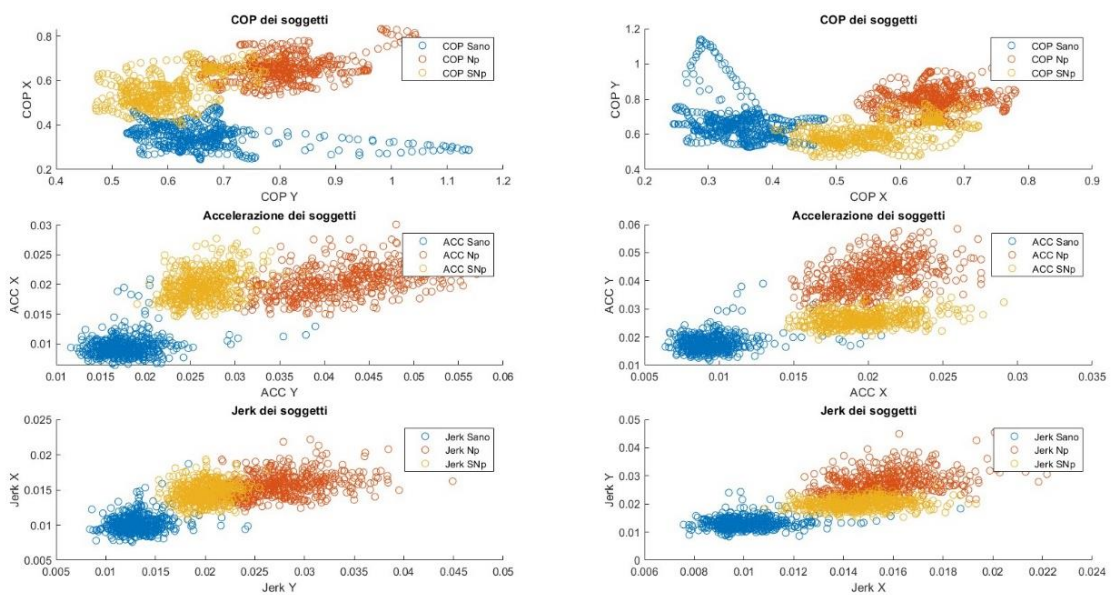


Figure 3-12 COP, Accelerazione e Jerk dei soggetti Sani, soggetti Parkinson De Novo, soggetti Parkinson Old.

5. DISCUSSIONI E CONCLUSIONI

In conclusione, la differenza nell'uso di RMS e varianza, effettuata tra i soggetti sani, soggetti diabetici non neuropatici e soggetti diabetici neuropatici, è minima. Infatti, come anche detto precedentemente, in entrambi i casi si può effettuare la distinzione, l'unica cosa che varia sono gli ordini di grandezza, che portano ad una preferenza del RMS, come possiamo notare anche dalla figura 4-1. Entrambe le misure sono graficate in cm, ma la RMS presenta un range tra i 0.01 cm e 1.2 cm, mentre la varianza tra i 10^{-4} cm ai 1.5 cm.

Nella figura troviamo sopra le distribuzioni del COP, accelerazione e jerk dei sani, diabetici neuropatici e diabetici mellito effettuati con la RMS mentre sotto con la varianza. I colori usati per i tre gruppi sono sempre gli stessi, così da rendere più visibile la differenza, indicati con il blu troviamo i sani, in rosso i mellito neuropatici e in giallo i diabete mellito.



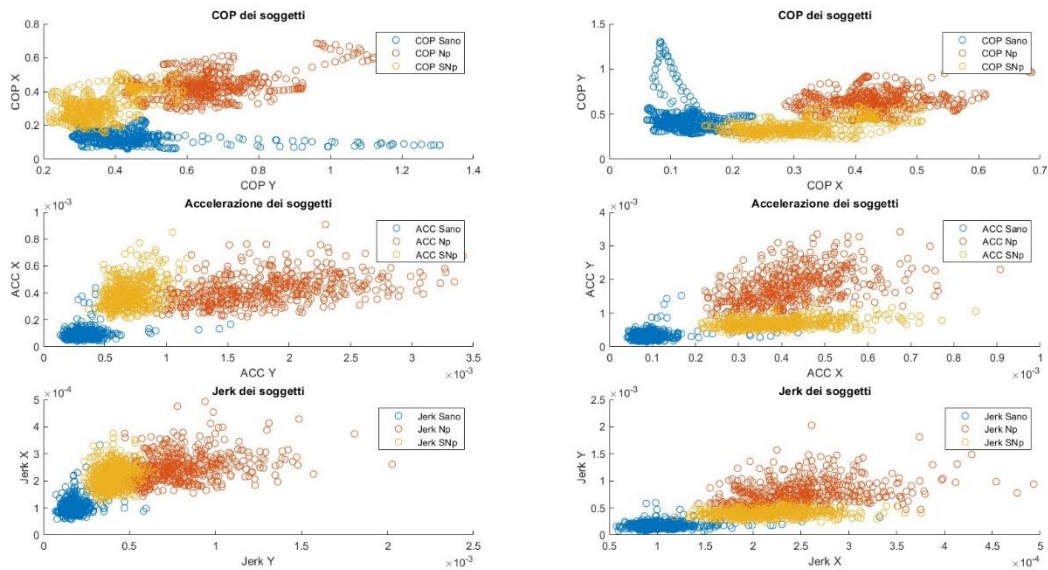


Figure 4-1 COP, Accelerazione, Jerk dei soggetti Sani, soggetti Diabetici Mellito, Diabetici Neuropatici. Sopra è il grafico ottenuto con la RMS, sotto ottenuto con la varianza.

Per quanto riguarda la distinzione dei gruppi dei soggetti neuropatici possiamo denotare un cambiamento per la grandezza scelta. Nei soggetti affetti di diabete, il miglior modo per distinguere i gruppi è attraverso l'accelerazione, mentre con i soggetti affetti da Parkinson si deve utilizzare il jerk, come possiamo notare anche nella figura 4-2.

Nella figura troviamo sopra le distribuzioni del COP, accelerazione e jerk dei sani, diabetici neuropatici e diabetici mellito effettuati con la RMS, mentre sotto il COP, accelerazione e jerk dei sani, Parkinson de novo e Parkinson old. I colori usati in questo caso sono blu per i sani in entrambe le figure, in giallo troviamo prima i diabetici mellito e Parkinson old, ed infine, in rosso troviamo i diabetici neuropatici e i Parkinson de novo.

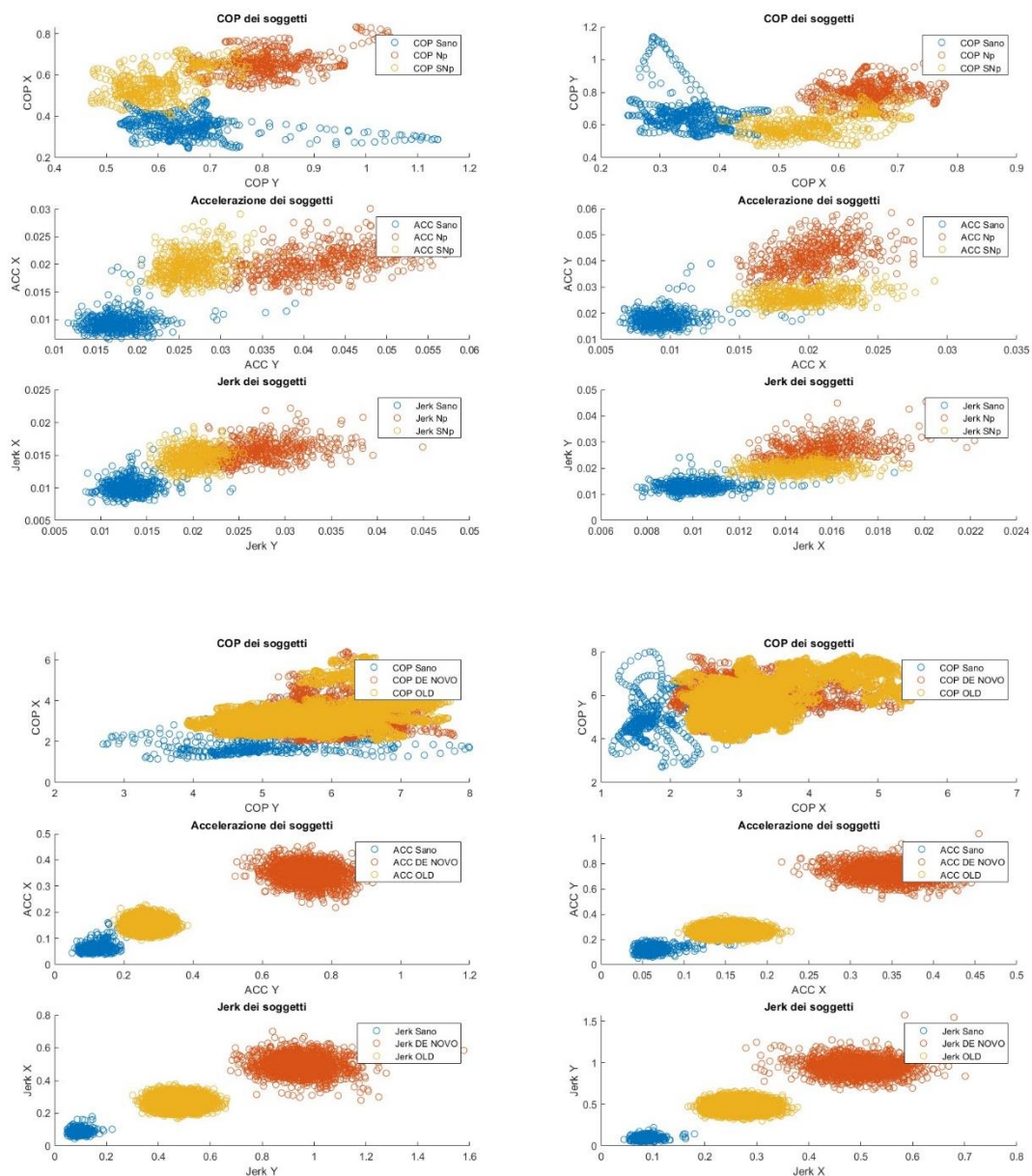


Figure 4-2 COP, Accelerazione e Jerk dei soggetti Sani, soggetti Diabetici Mellito, soggetti Diabetici Neuropatici nei grafici sopra. COP, Accelerazione e Jerk dei soggetti Sani, soggetti Parkinson De Novo, soggetti Parkinson Old nei grafici sotto.

In conclusione, grazie alla postura statica è possibile determinare se un soggetto soffre di una malattia neurologica, come dimostrato dal test. Di fatti è stato possibile distinguere le due classi, diabetici e Parkinson con facilità, ma il metodo di distinzione varierà a seconda della tipologia di soggetti con malattia neuropatica presi in esame.

Il metodo sembra ottimale per la distinzione delle malattie neurologiche analizzate. È ottimale nell'utilizzo del riconoscimento del Diabete e del morbo di Parkinson con device a basso costo. Quest'ultimo punto porta il suo utilizzo alla portata anche di laboratori con un budget per gli strumenti di analisi basso.

Il metodo, come già detto, è stato analizzato prima sui soggetti affetti da Diabete, con la tesi si sono analizzati anche i soggetti affetti dal morbo di Parkinson dimostrando che il suo utilizzo è valido anche in altre malattie neurologiche. Interessanti studi si potrebbero fare per il riconoscimento di altre malattie presenti nelle neurologiche, velocizzando la diagnosi e, quindi, anticipando l'inizio di cure mediche.

6. BIBLIOGRAFIA

- [1] Mental, Neurological, and Substance Use Disorders: Disease Control Priorities, Third Edition (Volume 4). (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK361950/>)
- [2] Parkinson Disease in the Elderly Adult (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6179875/>)
- [3] European Medicines Agency (https://www.ema.europa.eu/en/documents/scientific-guideline/questions-answers-additional-clarification-inclusion-criteria-guideline-clinical-investigation_en.pdf)
- [4] Anne Shumway-Cook, Marjorie Woollacott. "Motor Control: Translating research into clinical practice. Fourth edition." Lippincott Williams & Wilkins (2012).
- [5] Patric Schubert, Marietta Kirchner, Ellipse area calculations and their applicability in posturography, Gait & Posture, Volume 39, Issue 1, 2014.
- [6] Yoshikazu Kanamiya and Shu Ota and Daisuke Sato, Ankle and hip balance control strategies with transitions, 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2010.
- [7] Bayot M., Dujardin K., Tard C., Defebvre L., Bonnet C.T., Allart E., Delval A., (2018), The interaction between cognition and motor control: a theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning, Clinical Neurophysiology, Vol. 48, pp. 361-375
- [8] Mara Scattolini, Caratterizzazione della postura dinamica con perturbazioni sinusoidali, Tesi di laurea triennale, Università politecnica delle Marche, Anno Accademico 2018–2019
- [9] Identifying neuropathies through time series analysis of postural tests.
- [10] P. Saeedi, I. Petersohn, P. Salpea, et al., Global and regional diabetes prevalence estimates for 2019 and projections for 2030 and 2045: Results from the International Diabetes Federation Diabetes Atlas, 9th edition, Diabetes Res. Clin. Pract. (2019) (<http://dx.doi.org/10.1016/j.diabres.2019.107843>)
- [11] D. Selvarajah, D. Kar, K. Khunti, et al., Diabetic peripheral neuropathy: advances in diagnosis and strategies for screening and early intervention, Lancet Diabetes Endocrinol (2019) [http://dx.doi.org/10.1016/S2213-8587\(19\)30081-6](http://dx.doi.org/10.1016/S2213-8587(19)30081-6)
- [12] E. Feldman, B. Callaghan, R. Pop-Busui, et al., Diabetic neuropathy, Nat. Rev. Dis. Prim. 5 (2019).
- [13] F. Koslucher, M.G. Wade, B. Nelson, et al., Nintendo Wii Balance Board is sensitive to effects of visual tasks on standing sway in healthy elderly adults, Gait Posture (2012) <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.027>

- [14] S.J. Brown, J.C. Handsaker, F.L. Bowling, et al., Diabetic peripheral neuropathy compromises balance during daily activities, *Diabetes Care* 38 (1) (2015) 1116–1122, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.027>
- [15] R.A. Clark, B.F. Mentiplay, Y.-H. Pua, K.J. Bower, Reliability and validity of the Wii Balance Board for assessment of standing balance: A systematic review, *Gait Posture* 61 (1) (2018) 40–54, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.022>
- [16] A. Mustapa, M. Justine, N. Mohd Mustafah, et al., Postural control and gait performance in the diabetic peripheral neuropathy: a systematic review., *Biomed. Res. Int.* (2016) 1–14.
- [17] K. Azzopardi, A. Gatt, N. Chockalingam, C. Formosa, Hidden dangers revealed by misdiagnosed diabetic neuropathy: A comparison of simple clinical tests for the screening of vibration perception threshold at primary care level., *Prim. Care. Diabetes.* 12 (2) (2018) 111–115.
- [18] P.Y. Lee, Y.J. Tsai, Y.T. Liao, et al., Reactive balance control in older adults with diabetes, *Gait Posture* 61 (1) (2018) 67–72, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.030>.
- [19] R. Abdul Razzak, W. Hussein, Postural visual dependence in asymptomatic type 2 diabetic patients without peripheral neuropathy during a postural challenging task, *J. Diabetes Complications* 30 (2016) 501–506, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdiacomp.2015.12.016>.
- [20] P. Hewston, N. Deshpande, Falls and balance impairments in older adults with type 2 diabetes: thinking beyond diabetic peripheral neuropathy, *Can. J. Diabetes* 40 (2016) 6–9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.icjd.2015.08.005>.
- [21] M. Vargas Matamala, C. Tapia, F. Salvador Sagüez, J. Guerrero-Henriquez, Postural performance assessment in aging people with diabetes and diabetic peripheral neuropathy using a Wii balance board, *J. Disabil Rehabil.* 2 (2022)1–6, <http://dx.doi.org/10.1080/09638288.2022.2055168>, Epub ahead of print. PMID: 35369833.
- [22] K.J. Shin, J.W. Kang, K.H. Sung, et al., Quantitative gait and postural analyses in patients with diabetic polyneuropathy, *J. Diabetes Complications* 35 (4) (2021) 107857, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdiacomp.2021.107857>.
- [23] K.J. Shin, J.W. Kang, K.H. Sung, S.H. Park, S.E. Kim, K.M. Park, S.Y. Ha, S.E. Kim, B. In Lee, J. Park, Quantitative gait and postural analyses in patients with diabetic polyneuropathy, *J. Diabetes Complications.* 35 (4) (2021) 107857, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdiacomp.2021.107857>, Epub 2021 Jan 17. PMID: 33610435.
- [24] F. Álvarez-Barbosa, J. del Pozo-Cruzand B. Sañudo, R.M. Alfonso-Rosa, Is the Wii balance board a valid and reliable instrument to assess postural stability in older adults with type 2 diabetes

mellitus? Diabetes Res. Clin. Pract. 166 (2020) 108313, <http://dx.doi.org/10.1016/j.diabres.2020.108313>.

[25] G. Severini, S. Straudi, C. Pavarelli, M. Da Roit, C. Martinuzzi, L. Di Marco Pizzongolo, N. Basaglia, Use of Nintendo Wii Balance Board for posturographic analysis of Multiple Sclerosis patients with minimal balance impairment, J. Neuroeng. Rehabil. 14 (1) (2017) 19, <http://dx.doi.org/10.1186/s12984-017-0230-5>, PMID: 28284217; PMCID: PMC5346266.

[26] C. Cruz-Montecinos, C. De la Fuente, G. Rivera-Lillo, S. Morales-Castillo, V. Soto-Arellano, F. Querol, S. Pérez-Alenda, Sensory strategies of postural sway during quiet stance in patients with haemophilic arthropathy, Haemophilia 23 (5) (2017) e419–e426, <http://dx.doi.org/10.1111/hae.13297>.

[27] R. Llorens, J. Latorre, E. Noé, E.A. Keshner, Posturography using the Wii Balance Board™. A feasibility study with healthy adults and adults post-stroke, Gait Posture 43 (2016) 228–232, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.002>.

[28] M. de Salud Gobierno de Chile, Manual de aplicación del examen de medicina preventiva del adulto mayor, 2012, URL <https://www.minsal.cl/portal/url/item/ab1f81f43ef0c2a6e04001011e011907.pdf> Last accessed 25 April 2020.

[29] P.J. Dyck, R.W. Sherman, M.L. Hallcher, J. Service, C.P. O'Brien, A.L. Grina, J.P. Pasquale, J.C. Swanson, Human diabetic endoneurial sorbitol, fructose, and myo-inositol related to sural nerve morphometry, Annal. Neurol. 8 (6) (1980) 590–596, <http://dx.doi.org/10.1002/ana.410080608>.

[30] G.J.W. Meijer, J.A. Smit, V.E. Sonderen, W. Groothoff, Links P.T., Symptom scoring systems to diagnose distal polyneuropathy in diabetes: the Diabetic Neuropathy Symptom score, Diabetic Med. 19 (11) (2002) 962–965, <http://dx.doi.org/10.1046/j.1464-5491.2002.00819.x>.

[31] C.N. Shaper, J.J. van Netten, E. Apelqvist, A. Sicco, Hinchliffe J.R., Directrices IWGDF en la prevención y tratamiento de la enfermedad del pie diabético, 2019, URL <https://gneaupp.info/wp-content/uploads/2019/09/guia.pdf> Last accessed 25 April 2020.

[32] D. Lynn Freeman, Geetanjali Gera, Fay B. Horak, Mary T. Blackinton, Mark Besch, Laurie King, The instrumented test of sensory integration for balance: A validation study, J. Geriatr. Phys. Ther. 41 (2) (2018) 77–84, <http://dx.doi.org/10.1519/JPT.0000000000000110>

[33] M.J. Leach, M. Mancini, L.T. Petereka, B.F. Horak, Validating and calibrating the nintendo Wii Balance Board to derive reliable center of pressure measures, Sensors 14 (1) (2014) 18244–18267, <http://dx.doi.org/10.3390/s141018244>.

- [34] Siegfried K. Cooper J, Ahmed A.A., BrainBLoX: Brain and biomechanics lab in a box software (version 1.0)., 2014, URL <http://www.colorado.edu/neuromechanics/research/wii-balance-board-project> Last accessed 25 April 2020.
- [35] J. Audiffren, E. Contal, Preprocessing the nintendo wii board signal to derive derive more accurate descriptors of statokinesigrams, *Sensors* 16 (8) (2016) <http://dx.doi.org/10.3390/s16081208>.
- [36] M. Mancini, A. Salarian, P. Carlson-Kuhta, L. King, L. Chiari, Horak B.F., ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control, *J. Neuro Eng. Rehabil.* 9 (59) (2012) <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>.
- [37] M. Mancini, F.B. Horak, C. Zampieri, P. Carlson-Kuhta, J.G. Nutt, L. Chiari, Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease, *Parkinsonism Rel. Disord.* 17 (7) (2012) 557–562, <http://dx.doi.org/10.1016/j.parkreldis.2011.05.010>.